

HYBRID WAVEFORM AND MODEL-BASED ENCODING AND DECODING OF IMAGE SIGNALS

Patent number: JP10509297 (T)

Publication date: 1998-09-08

Inventor(s):

Applicant(s):

Classification:

- international: G06T9/00; H04N7/26; H04N7/30; G06T9/00; H04N7/26; H04N7/30; (IPC1-7): H04N7/24

- european: H04N7/26A4Q2; H04N7/26E2; H04N7/26J4; H04N7/30; H04N7/30E4

Also published as:

JP3933691 (B2)

WO9710676 (A1)

US5917609 (A)

PL181416 (B1)

EP0791273 (A1)

[more >>](#)

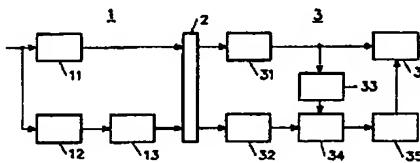
Application number: JP19970511783T 19960902

Priority number(s): EP19950202466 19950912; WO1996IB00880 19960902

Abstract not available for JP 10509297 (T)

Abstract of correspondent: WO 9710676 (A1)

A hybrid waveform and model-based image signal encoder and decoder are described. The image signal is waveform-encoded (11) and decoded (31) so as to approximate the waveform of the original input signal as well as possible after compression. In order to compensate its loss, the noise component of the signal (or, more generally, a signal component which gets lost by the waveform encoding) is model-based encoded (12, 13) and separately transmitted or stored. In the decoder, the noise is regenerated (32-34) and added (36) to the waveform-decoded image signal. The invention is particularly applicable to compression of medical X-ray angiographic images where loss of noise leads a cardiologist or radiologist to believe that the image is distorted.

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平10-509297

(43) 公表日 平成10年(1998)9月8日

(51) Int.Cl.^o

識別記号

F I

H 0 4 N 7/24

H 0 4 N 7/13

Z

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 19 頁)

(21) 出願番号 特願平9-511783
(86) (22) 出願日 平成8年(1996)9月2日
(85) 翻訳文提出日 平成9年(1997)5月12日
(86) 国際出願番号 PCT/IB96/00880
(87) 国際公開番号 WO97/10676
(87) 国際公開日 平成9年(1997)3月20日
(31) 優先権主張番号 95202466.9
(32) 優先日 1995年9月12日
(33) 優先権主張国 オランダ(NL)
(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CN, JP, PL

(71) 出願人 フィリップス エレクトロニクス ネムロ
ーゼ フェンノートシャップ
オランダ国 5621 ベーアー アンドー
フェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(72) 発明者 ブレーウェル マルセル
オランダ国 5656 アーアー アンドー
フェン プロフ ホルストラーン 6
(72) 発明者 フアン オッテルロー ベトルス ヨハネス
オランダ国 5656 アーアー アンドー
フェン プロフ ホルストラーン 6
(74) 代理人 弁理士 杉村 晓秀 (外6名)

(54) 【発明の名称】 画像信号のハイブリッド波形及びモデルベース符号化及び復号化

(57) 【要約】

ハイブリッド波形及びモデルベース画像信号エンコーダ
及びデコーダを開示する。画像信号を、原入力信号の波
形を圧縮後にできるだけ良好に近似しうるように符号化
(11)及び複合化(31)する。その損失を補償するために、
信号のノイズ成分(又は一般に、波形符号化により失わ
れる信号成分)をモデルベース符号化し(12, 13)、別個
に伝送又は蓄積する。デコーダにおいて、ノイズを再発
生させ(32-34)、波形復号化された画像信号に加算す
る。本発明は、ノイズの損失を心臓医又は放射線医が圖
像の歪みと信じてしまう医用X線血管撮影画像の圧縮に
適用しうる。

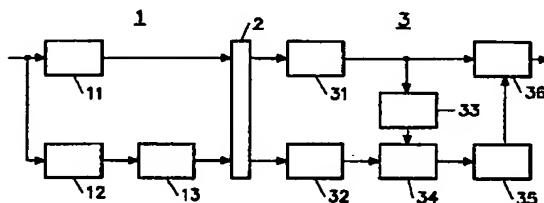


FIG. 1

【特許請求の範囲】

1. 画像信号を符号化するハイブリッド波形及びモデルベースエンコーダにおいて、該エンコーダは画像信号を波形符号化する波形エンコーダと、画像信号の成分を、少なくとも該成分が波形符号化された画像信号内に存在しない限りモデルベース符号化するモデルベースエンコーダとを具えることを特徴とするエンコーダ。
2. 前記成分は前記画像信号内に存在するノイズからなることを特徴とする請求項1記載のエンコーダ。
3. 前記モデルベースエンコーダは画像信号の電力スペクトル密度を符号化するよう構成されていることを特徴とする請求項1又は2記載のエンコーダ。
4. 波形符号化された画像信号を復号化する波形デコーダと、画像信号と波形復号化画像信号との差信号を決定する手段とを具え、前記差信号を前記モデルベースエンコーダに供給するよう構成されていることを特徴とする請求項1又は2記載のエンコーダ。
5. 前記モデルベースエンコーダは前記差信号内のノイズの分散を符号化するよう構成されていることを特徴とする請求項4記載のエンコーダ。
6. 画像信号を係数に変換する変換回路とを具え、前記モデルベースエンコーダは前記係数にモデルベース符号化を適用するよう構成されていることを特徴とする請求項1-5の何れかに記載のエンコーダ。
7. 画像信号を復号化するハイブリッド波形及びモデルベースデコーダにおいて、該デコーダは画像信号の波形符号化されたものを復号化する波形デコーダと、画像信号のモデルベース符号化されたものを復号化するモデルベースデコーダと、波形符号化画像信号内に存在しない画素信号の成分を決定する手段と、前記存在しない成分を波形復号化画像信号に加算する手段とを具えることを特徴とするデコーダ。
8. 画像信号を復号化するハイブリッド波形及びモデルベースデコーダにおいて、該デコーダは波形符号化された画像信号を復号化する波形デコーダと、波形符号化された画像信号内に存在しないモデルベース符号化された成分を復号化

するモデルベースデコーダと、該復号化成分を前記波形復号化画像信号に加算する手段とを具えることを特徴とするデコーダ。

9. 前記成分は前記波形符号化信号内に存在しないノイズを表すものであることを特徴とする請求項7又は8記載のデコーダ。

10. 前記モデルベースデコーダはモデル符号化画像信号の電力スペクトル密度を復号化するよう構成されていることを特徴とする請求項7、8又は9記載のデコーダ。

11. 画像信号を波形符号化するステップと、画像信号の所定の成分を該成分が波形符号化された画像信号内に存在しない限りモデルベース符号化するステップと、前記波形符号化画像信号及び前記モデルベース符号化成分を伝送するステップと、前記波形符号化画像信号及び前記モデルベース符号化成分を復号化するステップと、復号化画像信号とモデルベース復号化成分を合成するステップとを具える画像信号伝送方法。

12. 前記所定の成分は前記画像信号内に存在するノイズからなることを特徴とする請求項11記載の方法。

13. 前記モデルベース符号化ステップは画像信号の電力スペクトル密度を符号化することを特徴とする請求項11又は12記載の方法。

14. 波形符号化画像信号を波形復号化し、画像信号と波形復号化画像信号との差信号を決定し、前記差信号をモデルベース符号化するステップを具えることを特徴とする請求項11又は12記載の方法。

15. 前記モデルベース符号化ステップを前記差信号内のノイズの分散に適用することを特徴とする請求項14記載の方法。

16. 画像信号を係数に変換するステップを具え、前記モデルベース符号化ステップを前記係数に適用することを特徴とする請求項11-15の何れかに記載の方法。

17. 波形符号化信号と、少なくとも波形符号化画像信号内に存在しない画像信号の所定の成分を表すモデルベース符号化信号とを具えることを特徴とする画像信号。

18. 請求項17に記載された画像信号が蓄積されていることを特徴とする蓄積媒

体。

【発明の詳細な説明】

画像信号のハイブリッド波形及びモデルベース符号化及び復号化

発明の技術分野

本発明は画像信号を符号化及び復号化するハイブリッド波形及びモデルベースエンコーダ及びデコーダに関するものである。本発明は画像信号を伝送する方法にも関するものである。ここでは、伝送とは符号化された信号を光又は磁気ディスク及びテープのような蓄積媒体に蓄積することも意味する。本発明は特に医用X線血管造影像系列を符号化し、圧縮するのに適用することができる。

発明の背景

波形符号化はビデオ画像の伝送に使用される公知の符号化技術である。波形符号化の目的は原入力信号の波形を使用可能ビットレートでできるだけ良好に近似することにある。再構成信号の質は一般にビットレートの減少につれて減少する。波形エンコーダはしばしば変換符号化技術を利用する。広く容認されたMPEG標準はディスクリートコサイン変換(DCT)を画素ブロックに適用し、この変換により得られた係数を量子化し、可変長符号化する。他の種々の変換が現在研究されている。例えば、オーバラップ変換、例えばラップ直交変換(LOT)が医用X線像の符号化及び圧縮に適するものと期待されている。極めて高い圧縮比のときでも、関連する臨床情報が圧縮画像内に存在するものと思われる。

モデルベース符号化は画像データ圧縮の比較的新しい概念である。モデルベース符号化では、原入力信号を最初にモデル化し、モデルパラメータを量子化したものをデコーダに伝送する。デコーダは、原波形のレプリカを発生する代わりに、原信号に良く似て見えるが全く異なる波形を有するかもしれない信号を発生する。モデルベース符号化によれば極めて高い圧縮比を達成することができる。

既知のハイブリッド波形及びモデルベースエンコーダ及びデコーダ”Model-based waveform hybrid coding for videotelephone images”, International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing (ICASSP) 91, Vol.4; 1991; pp.2741-2744, に開示されている。既知の装置はモデルベース符号化を頭部

及び肩部画像に適用し、モデル化し得ない背景画像に波形符号化を適用している。波形符号化はモデルベース分析システムのエラーを相殺するのにも使用されている。

発明の目的及び概要

本発明の目的は波形符号化画像、特に医用X線像の画質を更に改善することにある。

本発明は画像信号を符号化する波形及びモデルベースハイブリッドエンコーダにおいて、該エンコーダは画像信号を波形符号化する波形エンコーダと、画像信号の所定の成分を、少なくとも該成分が波形符号化された画像信号内に存在しない限り、モデルベース符号化するモデルベースエンコーダとを具えることを特徴とする。

本発明は、極めて高い圧縮比では、原画像内の特徴の変化は観察し得ないという認識に基づくものである。その原因は、画像の高周波数成分は極めて粗く量子化され、完全に除去されてしまうこともあるという事実にある。本発明のハイブリッドエンコーダは前記成分の特徴を再発生する有効且つ効率的手段を提供する。

特に、画像信号内のノイズは波形符号化により低減又は除去される。これは鮮鋭度が低減した印象を生じ、医学用には極めて不利である。主要な臨床情報が圧縮解除X線血管造影像内に存在すると思われるが、心臓専門医は鮮鋭な画像を歓迎する。医師はノイズの存在に慣れているので、ノイズの不存在は医師に画像が著しく歪んでいるものと思わせてしまう。モデルベース符号化ノイズの伝送は極めて低いビットレートを必要とし、このノイズをデコーダで容易に再発生させることができる。極めて高い圧縮比でも、原画像と復号化画像が知覚的にはほぼ同一になる。

本発明の一実施例では、モデルベースエンコーダは画像信号の電力スペクトル密度を符号化するように構成する。波形復号化信号の電力スペクトル密度を受信側で決定する。次に、両スペクトルを比較し、その差を用いてノイズの再発生を制御する。

本発明の他の実施例では、波形符号化信号を送信側で復号化し、原画像信号と

波形復号化信号との差を決定する。次に、この差信号にモデルベース符号化を適用する。

画像信号は変換符号化を施すのが好ましい。これは、波形符号化及びモデルベース符号化の双方に同一の変換回路を使用しうるために特に魅力的である。

上述の刊行物”Model-based/waveform hybrid coding for videotelephone images”には、波形エンコーダの性能はモデルベース符号化を併用することにより向上させることができる旨記載されている点に注意されたい。しかし、この点についてこれ以上詳細な記載はなく、モデルベース符号化を波形符号化及び圧縮により失われる信号成分に適用する特徴は開示されていない。

図面の簡単な説明

図1及び図2は本発明によるハイブリッドエンコーダ及びデコーダを具えるシステムの第1及び第2の実施例の構成図を示し、

図3及び図4は図1及び図2に示すシステムのもっと詳細な実施例を示し、

図5-7は図3及び図4に示すシステムの動作を説明する振幅スペクトルを示し、

図8は図3及び図4に示すシステムを改善する輝度適応スケールファクタのグラフを示す。

図1は本発明のハイブリッドエンコーダ及びデコーダ（以後時々”CODEC”と略記する）を具えるシステムの第1の実施例を示す。本システムは、ハイブリッドエンコーダ1と、伝送媒体又は蓄積媒体2と、ハイブリッドデコーダ3とを具える。ハイブリッドエンコーダにおいて、入力信号が波形エンコーダ11及びモデルベースエンコーダに供給される。モデルベースエンコーダは画像信号に関する全体的情報、例えばその電力スペクトル密度の形状又はこの信号内のノイズ成分のエネルギーを表すモデルパラメータを推定する推定回路12と、符号化段13とを含む。波形符号化信号とモデルベース符号化信号が次に伝送媒体又は蓄積媒体2に供給される。次に、ハイブリッドデコーダにおいて、波形符号化画像信号が波形デコーダ31により復号化され、モデルベース符号化信号が複合化段32により復号化される。波形復号化信号はエンコーダの推定回路12により推定されるものと同一のモデルパラメータを推定するよう構成された推定回路3

3に供給される。比較回路34において、復号化モデルパラメータが推定回路33により計算されたパラメータと比較される。こうして得られた差は波形CODECにより十分良好に表せない情報を示す。この情報を再発生段35において再発生させ、加算回路36により波形復号化画像信号に加算する。

図2はCODECの第2の実施例を示す。図1と同一の回路素子には同一の参照番号を使用する。本例ではハイブリッドエンコーダ1が波形符号化画像信号を局部的に復号化する波形デコーダ14と、局部的に復号化された波形を原画像信号波形から減算する減算器15とを具える。本例では得られた差信号に推定回路12及び符号化段13により実行されるモデルベース符号化を適用する。この実施例はビットレートに関して一層効率が良く、これは本例では関連する成分が波形符号化画像信号内に存在しない場合にのみモデルベース符号化が適用されるからである。更に、本例ではデコーダ側の推定回路及び比較回路（図1の33及び34）を省略することができるので、対応するデコーダが簡単になる。

次に、ノイズのモデルベース符号化の詳細な実施例を図3に示すシステムについて説明する。この実施例では、画像を画素ブロックに分割し、ノイズのモデルベース符号化を前記画素ブロックを変換符号化（例えばDCT又はLOT）することにより得られる変換係数に適用する。このシステムは、モデルパラメータを変換領域で計算する点を除いて、図1の実施例にはほぼ類似する。

図3のハイブリッドエンコーダ1では、波形エンコーダが変換回路101と、量子化器101と、可変長符号化器103とを具える。このような波形エンコーダは一般に既知であり、例えば”On Adaptive DCT Coding Techniques for Digital Video Recording”, IERE Proc., 7th Int. Conf. Video, Audio & Data Recording, 22-24 March, York(UK), pp.199-204, に記載されている。以下においては、ラップ直交変換（LOT）を使用するものとする。LOTは $2M \times 2N$ 個の画素のオーバラップブロックを $M \times N$ 個の係数のブロックに変換する。オーバラップ画素ブロックを $P_{i,j}$ で示し、ここで i は画像内のブロックの垂直位置（ $i = 1..N$ ）、 j は水平位置（ $j = 1..N$ ）を示す。係数は $c_{i,j} [m,n]$ ($m = 0..M-1$, $n = 0..N-1$) で示す。LOTのもっと完全な記述については、”The LOT: Transform Coding Without Blocking Effects”, IEEE Trans. on Acoustics,

Sp

eech, and Signal Processing, Vol.37, No.4, April 1989, を参照されたい。

図5は原X線像の代表的な振幅スペクトル（スペクトル周波数の関数としての平均エネルギーの平方根）を示す。変換係数の二乗値はエネルギーを表すとともに類似の分布を示す。図6は波形符号化及び復号化後のスペクトルを示す。高周波数情報の大部分の損失が明瞭に観測される。図3に示すシステムはこれらの周波数におけるエネルギー損失をデコーダ側で発生されるノイズで代用する。

図3のモデルベースエンコーダは変換回路101と、推定回路104と、符号化段105とを具える。推定回路104は最初に、現画像に対し、次式に従って、全変換係数 $c_{1..j} [m, n]$ (DC係数 $c_{1..j} [0, 0]$ は除く) のエネルギーを計算する。

$$\sigma^2 [m, n] = \frac{1}{N_h \cdot N_v} \sum_{i=1}^{N_h} \sum_{j=1}^{N_v} (c_{1..j} [m, n])^2 \quad \text{式1}$$

ここで、 $c_{1..j} [m, n]$ の平均値は零に等しいものとする。全部で $MN - 1$ 個のエネルギー $\sigma^2 [m, n]$ は原画像内のエネルギーが種々の空間周波数にどのように分布しているかを示す。エネルギー $\sigma^2 [m, n]$ は符号化段105において公知の差分符号化及び可変長符号化技術により無損失符号化される。必要とされるビットレートが、量子化変換係数に必要とされる総ビット数と比較して小さくなる。5 12×512 画素の解像度の画像及び $M = N = 32$ の場合には、 512^2 個の量子化変換係数を伝送する必要があるが、 $32^2 - 1$ 個のノイズエネルギーが必要とされるのみである。従ってノイズエネルギーは全パラメータ数の約 0.4% を構成するのみである。更に、 $MN - 1$ 個のノイズエネルギーのブロックは図7に示すようにかなりなめらかになる。これらのエネルギーは変換符号化技術において既知のようにジグザグ走査し、次いで差分符号化することができる。

図3のハイブリッドデコーダでは、波形デコーダは可変長復号化段301、逆量子化器302及び逆変換回路303のような一般に既知の回路素子を具える。モデルベースデコーダは推定回路304、復号化段305、減算器306及びノイズ発生器307を具える。推定回路304に供給される変換係数は $\hat{c}_{1..j} [m, n]$

] で示す。

推定回路 304 がエンコーダ内の推定回路 104 と同一の方法で再構成係数 $\hat{c}_{i,j}[m,n]$

.., $[m,n]$ のエネルギー $\sigma^2[m,n]$ を計算する。従って、

$$\theta^2[m,n] = \frac{1}{N_h \cdot N_v} \sum_{i=1}^{N_h} \sum_{j=1}^{N_v} (\hat{c}_{i,j}[m,n])^2 \quad \text{式 2}$$

復号化段 305 がモデルベースエンコーダにより伝送されたエネルギー $\sigma^2[m,n]$ を復号化する。減算器 306 が差 :

$$\Delta[m,n] = \max(0, \sigma^2[m,n] - \theta^2[m,n]) \quad \text{式 3}$$

を計算する。得られた差信号に応答して、ノイズ発生回路 307 が分散 :

$$\sigma_{\Delta}^2[m,n] = k \cdot \Delta[m,n] \quad \text{式 4}$$

を有するランダムノイズを表す係数を発生する。ここで、 k は定数である。これらのノイズ係数が加算器 308 により、全画素ブロック位置 i 及び j に対し変換係数 $\hat{c}_{i,j}[m,n]$ に加算される。

ノイズの再発生は下記の条件に依存して選択的に行うことができる。

$$P[m,n] > t[m,n] \quad \text{式 5}$$

ここで、 $t[m,n]$ は空間周波数 m 及び n に依存する所定のしきい値であり、 $P[m,n]$ は次式により決まる損失エネルギーの百分率である。

$$P[m,n] = \frac{\Delta[m,n]}{\sigma^2[m,n]} \cdot 100 \quad \text{式 6}$$

k 及び $t[m,n]$ の値は原画像と符号化画像の知覚的類似度を基準として実験的に見つけ出すことができる。定数 k は異なる空間周波数 m 及び n に対し異なる値に選択することもできる。

加算器 308 における加算の結果として、新しい係数 $\hat{c}_{i,j}[m,n]$ が次式に従って発生される。

$$\hat{c}_{i,j}[m,n] = \hat{c}_{i,j}[m,n] + x_{i,j}[m,n] \quad \text{式7}$$

ここで、 $x_{i,j}[m,n]$ は分散 $\sigma_{\Delta}^2[m,n]$ を有するランダムノイズ発生器のサンプルを表し、このサンプルは原画像内のノイズのサンプルにできるだけ等しい確率密度関数を有する。

損失エネルギーの計算は”非対称法”により実行し、 $\Delta[m,n]$ の負値は零に丸める点に注意されたい。これは、LOT係数の量子化によるこれらの係数のエネルギーの増大はランダムノイズ信号の加算により決して補償し得ないために行う。

図3に示すシステムは図2に示す実施例に類似するシステムに変換することができる。この別の実施例を図4に示す。既に述べた推定回路104が式1に従ってエネルギー $\sigma_{\Delta}^2[m,n]$ を計算する。他の推定回路106が量子化器102により

供給される係数 $\hat{c}_{i,j}[m,n]$ のエネルギー $\hat{\sigma}^2[m,n]$ を式2に従って計算する。本例ではランダムノイズ分散 $\sigma_{\Delta}^2[m,n]$ 及び百分率 $P[m,n]$ をデコーダ内の代わりに

エネルギー内の計算回路107により式4-6に従って計算する ($P[m,n] < t$ [m,n] の場合には $\sigma_{\Delta}^2[m,n] = 0$ にセットする)。ランダムノイズ分散 $\sigma_{\Delta}^2[m,n]$ が

符号化段105により無損失符号化され、デコーダに伝送される。デコーダにおいて、ノイズ発生が図3のシステムと同様に復号化段305及びノイズ発生器307により行われる。

X線像に対し先に仮定したノイズモデルは極めて簡単のものである。実際には、ノイズは画像内に定常統計量を持ち得ない。例えば、ノイズエネルギーは画像内の局部的輝度に依存することが観察されている。更に、ノイズの電力スペクトル密度も局部的輝度に依存することが観察されている。低輝度領域における平坦特性から高輝度領域における低域通過特性へ変化する。

ノイズ再発生が無い場合には、ノイズの損失が低輝度領域において最も明らかになる。シミュレーションの結果、ノイズ符号化方法は時々これらの領域に十分なノイズを加算せず、明領域におけるノイズが多くなりすぎることが判明した。変換係数の各ブロックごとに、ノイズスペクトルの形状に関するもっと詳細な情報

をデコーダに伝送することができる。しかし、これはビットレートを大きく増大する。追加のビットレートを必要としない比較的簡単な解決方法は、デコーダ内で再発生されるノイズの分散を画像内の局部的輝度に適応させるものである。公知のように、DC係数 $DC_{i,j} = \hat{c}_{i,j} [0,0]$ は画素ブロック $P_{i,j}$ の平均輝度を表す。分散 $\sigma_{\Delta}^2 [m,n]$ を有するノイズを加算する代わりに、下記の分散を有するノイズを加算する。

$$s(DC_{i,j}) \cdot \sigma_{\Delta}^2 [m,n] \quad \text{式 8}$$

ここで、 $s(DC_{i,j})$ は $DC_{i,j}$ に依存するスケールファクタである。図8はデコーダ内で発生されるノイズの分散を局部的輝度に適応させるのに使用する実験的に決定した関数を示す。図8において、垂直軸はスケールファクタ $s(DC_{i,j})$ を示し、水平軸は輝度値を示す。

要するに、ハイブリッド波形及びモデルベース画像信号エンコーダ及びデコーダを開示している。画像信号を、原入力信号の波形を圧縮後にできるだけ良好に近似するために波形符号化する。その損失を補償するために、信号のノイズ成分（又は一般に、波形符号化により失われる信号成分）をモデルベース符号化し、別個に伝送又は蓄積する。デコーダにおいて、ノイズを再発生させ、波形復号化された画像信号に加算する。本発明は、ノイズの損失を心臓専門医又は放射線専門医が画像の歪みと信じてしまう医用X線血管造影像の圧縮に適用しうる。

【図1】

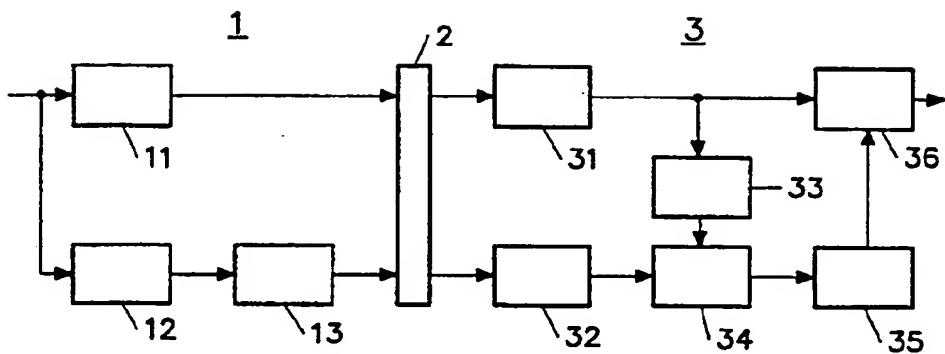


FIG. 1

【図2】

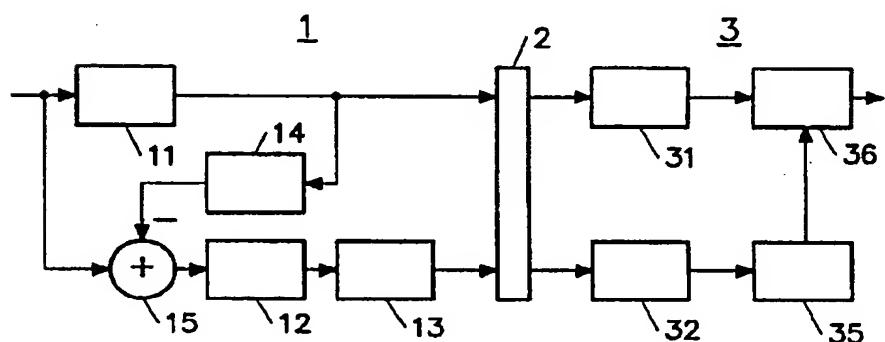


FIG. 2

【図3】

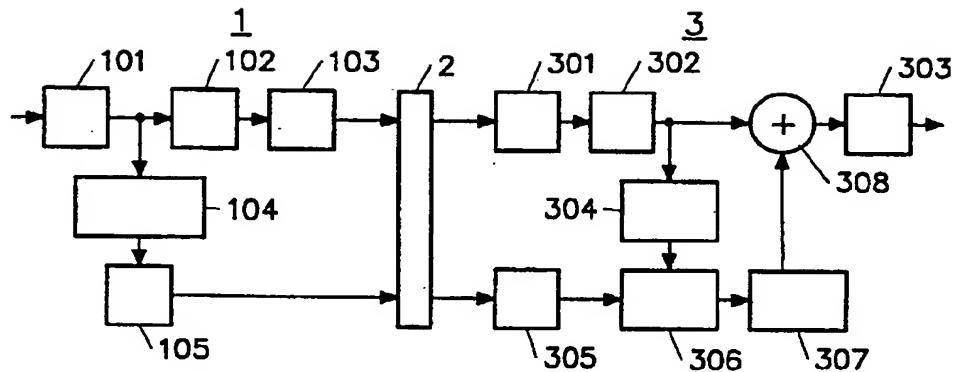


FIG.3

【図4】

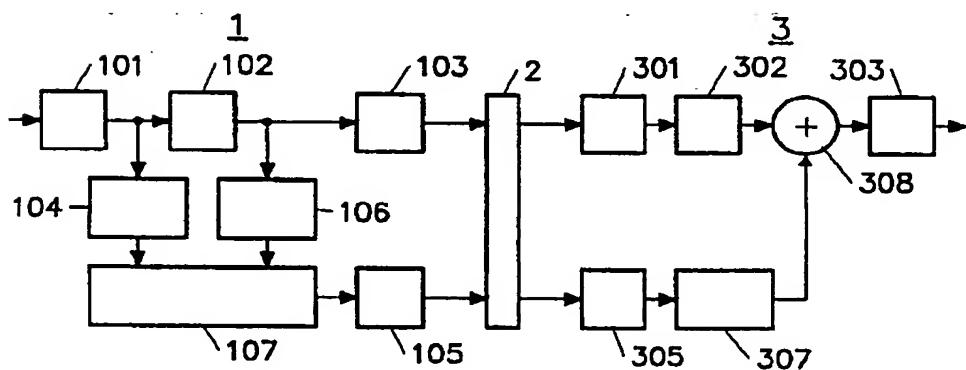


FIG.4

【図5】

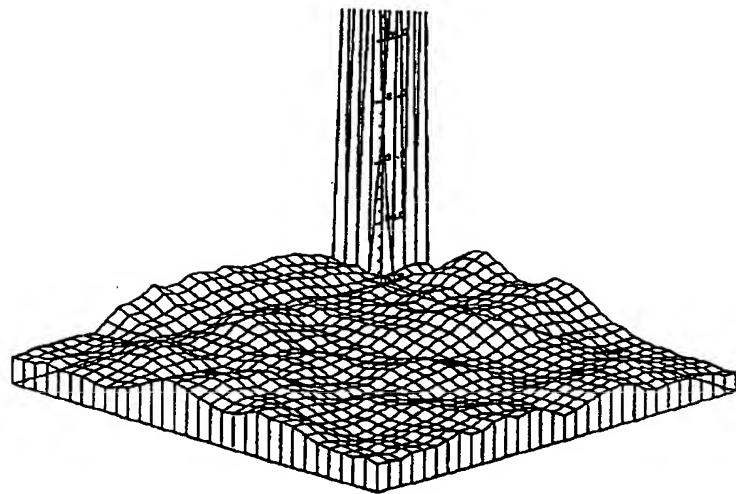


FIG.5

【図6】

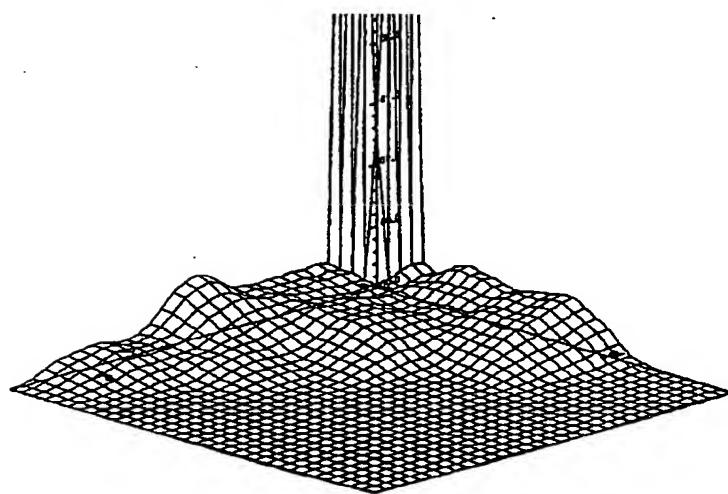


FIG.6

【図7】

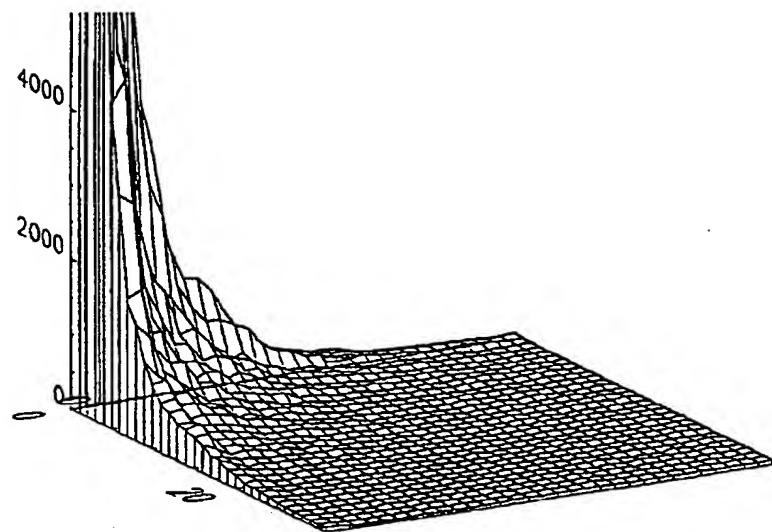


FIG.7

【図8】

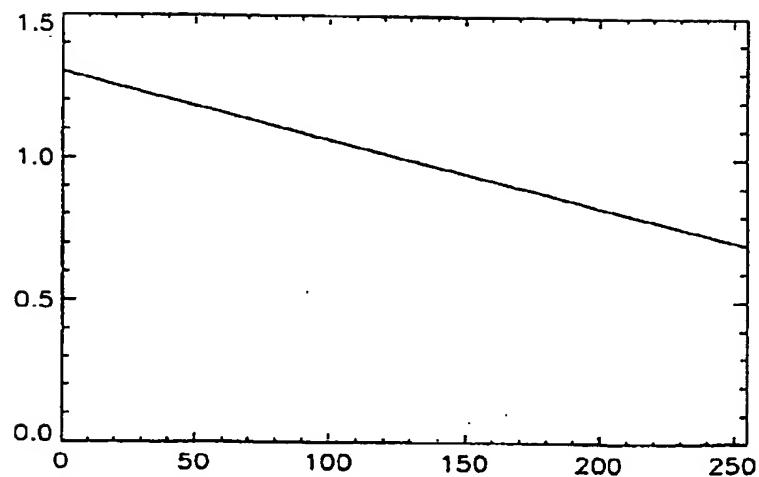


FIG.8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IB 96/00880
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC6: H04N 7/26 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC6: H04N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
SE,UK,FI,NO classes as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
WPI		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	IEICE Transactions on Communications, Volume E75-B, No 5, May 1992, (Tokyo, Japan), Y. Nakaya et al, "Model-Based/Waveform Hybrid Coding for Low-Rate Transmission of Facial Images" page 377 - page 384	1,4,7,8,11, 14,17,18
A	--	2,3,5,6,9, 10,12,13,15, 16
X	EP 0614318 A2 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA), 7 Sept 1994 (07.09.94), page 7, line 25 - line 36	1,4,7,8,11, 14,17,18
A	--	2,3,5,6,9, 10,12,13,15, 16
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" other document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "K" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 19 February 1997		Date of mailing of the international search report 21-02-1997
Name and mailing address of the ISA/ Swedish Patent Office Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM Facsimile No. +46 8 666 02 86		Authorized officer Anders Ströbeck Telephone No. +46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB 96/00880

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0577363 A1 (LORAL AEROSPACE CORPORATION), 5 January 1994 (05.01.94), column 2, line 31 - line 48; column 6, line 37 - line 58 -----	1-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

03/02/97

International application No.
PCT/IB 96/00880

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
EP-A2- 0614318	07/09/94	JP-A-	7170523	04/07/95
		US-A-	5592228	07/01/97
		JP-A-	7067111	10/03/95
EP-A1- 0577363	05/01/94	CA-A-	2097951	31/12/93
		JP-A-	6224769	12/08/94
		US-A-	5289548	22/02/94